



실리콘 폴리머의 비닐그룹에 대한 가교제의 Si-H 비율이 폴리비닐실록산 치과용 인상재의 물성에 미치는 영향

주 동 현·정 영 화·송 호 준·최 창 남*·박 영 준[†]
전남대학교 치의학전문대학원 치과재료학교실 및 치과재료연구소
^{*}전남대학교 응용화학공학부 및 촉매연구소
(2009년 1월 29일 접수, 2009년 2월 10일 수정 및 채택)

Effects of the Variation of Silyl Hydride-to-Vinyl Ratios in Dental Polyvinylsiloxane Impression Materials

Dong-Hyun Ju, Young-Hwa Jeong, Ho-Jun Song, Chang-Nam Choi*, and Yeong-Joon Park[†]
Dept. of Dental Materials and Dental Materials Research Institute, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju, Korea
**Faculty of Applied Science and The Research Institute for Catalyst, Chonnam National University, Gwangju, Korea*
E-mail : yjpark@chonnam.ac.kr
(Received January 29, 2009, Revised & Accepted February 10, 2009)

요 약 : 본 연구는 폴리비닐실록산 치과용 고무인상재의 조성에서 실리콘 프리폴리머 내 비닐그룹에 대한 가교제 내 Si-H 그룹의 함량비 차이가 물성에 미치는 영향을 평가하였다. SiH/Vinyl 비가 1.6으로 가교제 함량이 낮은 C6군(Cross-linker 6 parts 함유)은 인장강도가 실험군 중 가장 높았으나 경화속도가 너무 느렸고, SiH/Vinyl 비가 3.2인 C12군은 기계적 성질은 좋았으나 경화가 너무 빠르게 진행되어 조작성이 용이하지 않은 단점을 보였다. 그러나 C14군은 가교제 함량이 더 낮은 실험군들에 비해 낮은 인장강도를 보였으며, C16군은 경화반응이 오히려 더 지연됨을 보여 과도한 가교제 첨가는 기계적 성질과 조작성에 불리한 영향을 미침을 알 수 있었다.

ABSTRACT : This study examined the effects of the concentration variation of the silyl hydride (Si-H) functional group in polymethylhydrogen siloxane cross-linker and the vinyl-functional group in silicone prepolymer on the physical properties of the dental polyvinylsiloxane impression materials (PVS). When the SiH/Vinyl ratio was 1.6 (Group C6 containing Cross-linker 6 parts), the setting rate was too slow even though their tensile strength was the highest within the tested groups. When the SiH/Vinyl ratio was 3.2 (Group C12), the setting rate was too fast to allow appropriate working time even though their mechanical properties were good. The C14 group showed rather lower tensile strength compared to the groups having lower cross-linker contents. Notably, too much incorporation of cross-linker, like C16 group, induced delay of the setting, by which the mechanical and manipulation properties were detrimentally affected.

Keywords : polyvinylsiloxane, impression material, cross-linker, silyl hydride, setting rate

I. 서 론

폴리비닐실록산 치과용 고무인상재 (PVS)는 치과치료 시 치아와 구강조직의 형태 및 관계를 구강 외에서 재현할 수 있도록 음형을 제작하기 위해 사용되는 재료이다. 주원료는 비닐기를 갖는 폴리디메틸실록산 액상 실리콘 폴리머로 백금 촉매 존재 하에서 상온 또는 구강온도 조건 하에서 가교제의 silyl hydride (Si-H) 그룹의 수소가 비닐기의 이중결합에 부가되어 연속적인 부가중합에 의해 고상의 탄성체로 바뀐다.^{1,2} 그러므로 PVS는 반응 부산물이 없어서 치과용 탄성 인상재

중 체적안정성이 가장 뛰어난 재료이다. 또한 우수한 인열강도, 미세부 재현성 및 탄성 회복률 등 치과임상에서 사용하기에 적합한 성질을 가지고 있어 그 사용빈도가 크게 증가하고 있다.^{3,9} 원료인 폴리디메틸실록산 액상 실리콘 폴리머의 반응성은 다양한 범위를 가지며 가교제의 함량과 억제제나 촉매의 양을 변화시킴으로써 작업시간 및 경화속도를 쉽게 조절할 수 있는 장점이 있다.^{10,11} 하지만, PVS의 조성변화가 물성변화에 미치는 영향을 밝히는 연구에 대해 보고된 문헌들은 많지 않은 실정이다.¹²⁻¹⁶

가교제는 짧은 사슬길이의 액체로서 사슬 측부에 수소작용

기 (hydrogen functional group)가 있는 실리콘 폴리머이다. 선형 프리폴리머 말단의 비닐작용기 (vinyl functional group)와 반응하여 3차원적 망상구조를 형성하도록 하는데, 프리폴리머의 비닐 함량과 가교제 내의 수소기 함량 및 위치에 의해 가교밀도가 달라지며 그에 따라 기계적 성질이 변한다. 가교밀도(degree of cross-linking)가 낮으면 찢김과 인장강도가 약하게 되며, 가교밀도가 증가하면 기계적 성질이 향상된다. 가교밀도가 너무 높아지면 탄성이 부족한 취약한 물성을 갖게 된다. 그러므로 인상재가 적절한 탄성과 강도를 갖기 위해서는 적절한 비닐함량을 갖는 실리콘 프리폴리머를 선택한 후 그에 맞는 함량의 가교제가 사용되어야 할 필요가 있다.^{17,18} 또한 반응부산물 생성되지 않기 위해서는 실리콘 프리폴리머의 비닐그룹 함량과 가교제의 silyl hydride (Si-H) 그룹 함량 간의 정확한 비율이 유지되어야 한다. 그렇지 않으면 수분과 잔류 수소작용기 사이의 이차 반응 또는 백금 촉매의 영향 하에 수소작용기 간의 반응으로 인해 수소가스를 발생하여 기포를 함유한 부정확한 모형이 될 수 있다. 따라서 최근 시판되는 PVS 상용제품들에는 이런 악영향을 최소화시키기 위해 제조 시 백금이나 팔라듐을 첨가하여 수소가스에 대한 포집제 역할을 하게 하며, 석고 모형재료를 인상에 붓기 전에 적어도 30분 정도를 기다린 후 붓도록 추천한다.^{3,4}

이렇듯 PVS의 경화반응식에 의하면 실리콘 프리폴리머의 비닐그룹과 가교제 Si-H 그룹의 비율은 1:1로 조화되어야 하지만, 용출될 수 있는 프리폴리머 줄 성분이 없고 또한 미반응

Si-H 그룹이 남지 않아서 적절한 물성을 갖기 위한 Si-H/Vinyl ratio는 연구보고에 따라 1.5~2.8 정도까지의 범위로서, 사용되는 원재료 성분에 따라 약간씩 달리 보고되고 있다.^{19,22} 이에 본 연구에서는 치과용 인상재로 사용하기에 만족스러운 물성을 갖는 폴리비닐실록산 고무인상재를 제조하기 위한 기초정보를 얻기 위해 Si-H 함량이 4.3 mmol/g인 가교제 (polymethylhydrogen siloxane)의 함량을 변화시킴으로써, 실리콘 프리폴리머 말단의 비닐그룹에 대한 가교제 내의 Si-H 함량 비율을 변화시켜 물성변화에 미치는 영향을 평가하고자 하였다.

II. 실험

1. 재 료

폴리비닐실록산 치과용 고무인상재(PVS)의 베이스 폴리머 (base polymer)로는 말단에 비닐그룹 (-CH=CH₂)을 갖는 polydimethylsiloxane [ViMe₂SiO(Me₂SiO)_xSiMe₂Vi]으로서 분자 내에 비닐 함량이 다른 두 종류의 실리콘 폴리머를 혼합하여 비닐함량이 0.04 mmol/g이 되도록 하여 사용하였다. 비닐기와 가교 반응하는 가교제로는 polymethylhydrogen siloxane [Me₃SiO(MeHSiO)_xSiMe₃]으로서 Si-H 함량이 4.3 mmol/g인 것을 사용하였다. 가소제로는 polydimethylsiloxane을 사용하였고, 경화 촉매로는 액상의 백금촉매 (organoplatinum catalyst complex)를 사용하였으며, 적절한 작업시간을 얻기 위해 경화억제제로는

Table 1. Materials Used for The Formulation of Experimental Polyvinylsiloxane Dental Impression Materials

Ingredients	Model no.	Lot no	Manufacturer
Vinyl terminated polydimethylsiloxan	VS 65000 (Vi 0.03 mmol/g, 65000 cps)	11405611	Hanse Chemie Co., Germany
	VS 1000 (Vi 0.11 mmol/g, 1000 cps)	11405921	Hanse Chemie Co., Germany
Cross-linker	CR101 (SiH 4.3 mmol/g, 45 cps)	31404511	Hanse Chemie Co., Germany
Plasticizer	KF-10 (10 cps)	312742	ShinEtsu Co., Japan
Catalyst	Catalyst 510 (5000 ppm, 500 cps)	10408621	Hanse Chemie Co., Germany
Inhibitor	Inhibitor 600 (Vi 0.11 mmol/g, 900 cps)	10411741	Hanse Chemie Co., Germany
Filler:			
Crystalline quartz	Min-U-Sil 5	15041805	US Silica Co., USA
Diatomaceous earth	Diatomite HD	041014	Haedong Diatomite Co., Korea

비닐실리콘폴리머에 불포화 알코올기를 갖는 첨가제를 사용하였다. 기계적 성질 향상을 위한 필러로는 결정형 석영과 구조도를 섞어 사용하였다 (Table 1).

2. 실험군 설계 및 혼합

본 연구를 위하여 2연고형 (two-paste type) PVS 실험군 조성을 설계하였다. 베이스 페이스트에는 실리콘 프리폴리머 100 parts에 대해 필러, 가교제, 경화억제제를 배합하였으며, 촉매 페이스트 역시 실리콘 프리폴리머 100 parts에 필러, 가교제, 액상 백금촉매를 혼합하여 사용하였다. 다른 구성 성분의 함량은 모두 동일하게 하고 베이스 페이스트 내의 가교제의 함량을 4, 6, 8, 10, 12, 14, 및 16 parts로 변화시켜 실험군 C4, C6, C8, C10, C12, C14, 및 C16군을 제작하였다. 이때, 각 실험군의 Si-H/Vinyl ratio는 1.1, 1.6, 2.2, 2.7, 3.2, 및 3.7이었다. (Table 2).

재료의 배합은 각 성분을 조성 비율에 따라 정량한 후 진공 교반기 (vacuum mixer; NOA System Co., Korea)를 사용하여 혼합하고 실온에서 48시간 이상 방치하여 전체가 균질하게 하였다. 혼합된 재료를 자동혼합용 카트리지 (automixing cartridge)에 담아 각 물성 평가 실험을 위한 시편제작 24시간 전부터 실험온도에 보관한 후 두 페이스트를 혼합하여 시편을 제작하였다.

Table 2. Compositions of The Experimental Polyvinylsiloxane Dental Impression Materials

Ingredients	Base Paste (parts)	Catalyst Paste (parts)
Vinyl terminated PDMS*	100	100
Filler: Crystalline quartz	70	70
Diatomaceous earth	10	10
Cross-linker	Variable**	-
Inhibitor	1	-
Plasticizer	-	8
Catalyst	-	1.5

* two types of prepolymers were blended.

** To make groups of C4, C6, C8, C10, C12, C14, and C16, contents of cross-linker in base paste were varied to 4, 6, 8, 10, 12, 14 and 16 parts vs 100 parts of vinyl terminated PDMS, respectively.

3. 물성평가

조성변화에 따른 물성 평가로는 미세부 재현성 및 체적 변화율을 3회 반복시험 하였고, 인장강도, 영구변형률, 압축시 변형률 측정은 5회 반복시험 하였으며, 시간경과에 따른 경화도를 평가하였다. 인상재의 연화 및 물성 평가 실험은 ADA규

격에 따라 $23 \pm 2^\circ\text{C}$, $50 \pm 10\%$ 상대습도 조건에서 시행하였다 (ADA No. 19, 1977).²³

3.1 인장강도

인장강도 측정을 위한 시편 제작은 베이스 페이스트와 촉매 페이스트를 혼합하여 아크릴 몰드에 채운 다음 유리 상판으로 덮고 2 kgf의 하중을 가해 압축하였다. 충전된 재료를 30분 이상 충분히 경화시킨 후, 제작된 정사각형 인상재 시트를 꺼내어 super dumbbell cutter를 사용하여 ASTM D412 (Die C) 규격에 의한 아령형 고무 인장강도 실험용 시편을 제작하였다 (ASTM Committee, 1998).²⁴ 제작된 시편을 pneumatic action grip에 물린 후 만능물성시험기 (universal testing machine, Instron 4302, Instron Co., England)를 사용하여 50 cm/min의 cross-head speed로 인장력을 가하여 인장강도를 측정하였다.

3.2 영구변형률

영구변형률 (permanent deformation)을 ADA No. 19 규격 실험 방법에 준해 측정하였다. 실험시편 제작을 위해 각 실험군의 시료를 혼합하여 내경 12.5 mm 높이 20 mm의 이분할 금속 주형에 채우고 혼합시작으로부터 45초 후에 $32 \pm 1^\circ\text{C}$ 의 수조 내에 넣어 본 연구의 레오미터 측정에 의해 얻은 경화시간보다 120초간 더 경화시킨 후 꺼내어, 주형으로부터 인상재 시편을 분리하였다. 영구변형률 평가는 시험편을 수조에서 꺼낸 후 90초 후에 5초에 걸쳐 전체 길이의 12%에 해당하는 2.4 ± 0.1 mm 길이만큼 단축시켜 25초간 유지한 후 하중을 제거하고 60초 후에 길이를 측정하여, '영구변형률 (%) = 미회복 길이/원래 길이 $\times 100$ '으로 영구 변형된 길이를 백분율로 표시하였다.

3.3 시간경과에 따른 경화도

경화도를 평가하기 위해 레오미터 (rheometer; KHR-2000, Kunhwa Engineering, Korea)를 사용하여 23°C (상온 작업 온도)와 32°C (구강 유지 온도)의 측정온도 조건에서 각 재료의 혼합 후 시간 경과에 따른 토크 (torque)값 변화를 측정하였다. 인상재를 자동혼합기를 사용하여 측정기기 시료 통에 주입하고 혼합시작 30초 후부터 측정을 시작하였다. 레오미터를 이용한 경화도 평가는 1 rad/s 속도의 회전력으로 5%의 변형률 (strain)을 가해 발생한 토크 변화를 시간에 따라 측정하여 분석하였다. 레오미터 그래프를 통한 토크 변화를 통해 작업시간과 경화시간을 평가하였다.

3.4 미세부 재현성 및 체적 변화율

미세부 재현성은 ADA No. 19 규격에 의한 인상재 미세재현성 실험 몰드 주형에 자동혼합기를 사용하여 혼합된 재료를 채워 경화시킨 후 주형과 규격 블럭을 분리하고, 시편 표면을 육안으로 관찰하여 시편 중 적어도 2개에서 가로선 사이의 길이 25 mm 선이 완전히 연결되면 미세부 재현성은 적합한

것으로 판정하였다. 체적 변화율은 미세부 재현성 시편을 상온에서 24시간 방치한 후 인기된 인상표면 상 20 μm 두께의 가로선 길이를 삼차원 계측현미경 (Measuring Microscope MF, Mitutoyo, Japan)으로 측정하여, 규격 몰드 상 원래 길이와의 차이 값을 원래 길이로 나눈 후 백분율로 나타내었다.

III. 결과 및 고찰

폴리비닐실록산 치과용 인상재의 제조 시 실리콘 프리폴리머 말단의 비닐기 함량에 대한 가교제의 silyl hydride 함량의 비율 (SiH/Vinyl ratio) 변화에 따른 각 실험군의 인장강도와 영구변형률 (Figure 1) 및 체적 변화율의 평균과 표준편차를 Table 3에 나타냈다. 또한 혼합 후 시간 경과에 따른 경화도를 Figure 2에 나타냈다. 각 평가항목에 대한 각 실험군 평균값 간 차이의 유의성은 일원배치분산분석과 Duncan 다중범위 사후검정을 하여 통계학적으로 유의하지 않은 집단 간에는 같은 문자로 각 실험결과 평균값의 우측 어깨에 표시하였다.

1. 인장강도

폴리비닐실록산 가교반응의 가교된 구조는 탄성력에 영향을 준다. 가교제의 함량이 적으면 가교도가 낮아지고, 낮은 기계적 성질과 찢김강도를 갖는다. 이처럼 인장강도, 찢김강도, 연신율 같은 적절한 기계적 강도를 갖기 위해서는 가교제 함량을 적절히 맞춰야 한다.¹⁷

본 실험에서는 비닐함량이 0.04 mmol이고 Si-H 함량이 0.07 mmol인 조성의 C6군 (Si-H/Vinyl ratio=1.6)은 가교제 함량이 낮은 C4군에 비해 유의한 수준의 인장강도 증가를 보여

Table 3. Means and Standard Deviations of Tensile Strength, Permanent Deformation, and Dimensional Change of Experimental Polyvinylsiloxane Dental Impression Materials Fabricated with The Variation of Cross-linker Content

Groups	Si-H/Vinyl ratio	Tensile strength (MPa)	Permanent deformation (%)	Dimensional change (%)
C4	1.1	2.48±0.12 ^{a*}	0.41±0.08 ^a	0.09±0.02 ^a
C6	1.6	2.92±0.28 ^b	0.37±0.12 ^{a,b}	0.10±0.03 ^a
C8	2.2	2.60±0.30 ^a	0.36±0.09 ^{a,b}	0.13±0.04 ^a
C10	2.7	2.47±0.23 ^{a,c}	0.41±0.15 ^a	0.12±0.01 ^a
C12	3.2	2.60±0.27 ^a	0.27±0.04 ^b	0.09±0.02 ^a
C14	3.7	2.35±0.13 ^{a,c}	0.25±0.07 ^b	0.09±0.01 ^a
C16	4.2	2.16±0.17 ^c	0.34±0.07 ^{a,b}	0.09±0.05 ^a

* Within same column, mean values with the same superscript letter are not statistically different ($p>0.05$). N=3 for dimensional change data and n=5 for tensile strength and permanent deformation data.

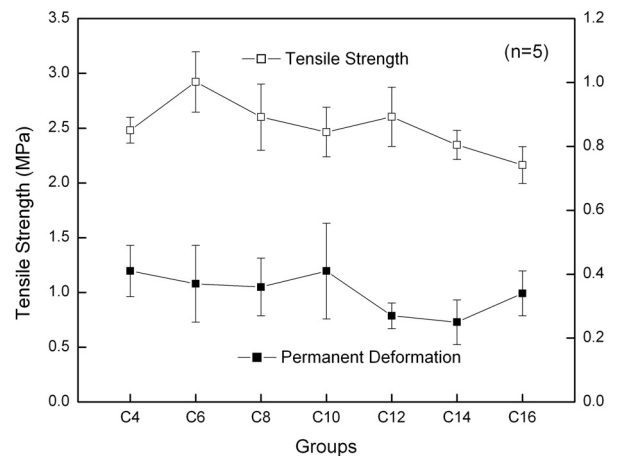


Figure 1. Tensile strengths (MPa) and permanent deformation (%) of experimental polyvinylsiloxane dental impression materials.

($p<0.05$) 실험군 중에서 가장 높은 인장강도 값(2.92 ± 0.28 MPa)을 보였고, 가교제 함량이 그 이상으로 증가할 경우 더 낮은 값을 보였다. 이러한 현상은 적절한 인장강도를 갖기 위해서는 일정수준 이상 함량의 가교제가 포함되어야 하지만, 그 이상으로 첨가되면 필요이상의 가교가 일어나서 취성이 증가하기 때문이 인성 (toughness)이 낮아지는 것으로 사료된다. 기존 보고에 의하면 전체적인 Si-H/Vinyl ratio가 1.5~2.8 정도 수준이 적당하다고 보고되었는데,¹⁹⁻²² 본 연구에서 사용된 구성 성분을 사용할 경우 Si-H/Vinyl ratio가 1.1~3.2의 범위 (C4~C12군)에서 비교적 높은 인장강도 값을 보였고, 가교제 함량이 그 이상으로 많이 포함된 C14군 및 C16군 (Si-H/Vinyl ratio = 3.7 및 4.2)의 경우는 인장강도가 각각 2.35 ± 0.13 MPa와 2.16 ± 0.17 MPa로 감소하였다 (Figure 1).

2. 영구변형률

영구 변형률 측정은 인상재 제거 시 언더컷트를 지나면서 발생한 변형이 원래의 상태로 탄성회복 되는 정도를 평가하는데 이 수치가 낮을수록 변형 후 원상회복이 더 좋을 것이기 때문에 바람직하다.²⁵

본 실험군의 영구변형률은 C4군과 C10군에서 가장 높은 0.41%의 영구 변형률을 보였으나 모든 군에서 ADA 규격 허용치인 2.5%보다 적은 영구변형률을 보였다. Si-H/Vinyl ratio 변화에 따른 영향을 살펴보면, 가교제 함량이 C4군에서 C10군까지 증가함에 따른 영구변형률의 유의한 차이는 없었지만 ($p>0.05$), C12군과 C14군은 C10군에 비해 유의하게 영구변형률이 감소하였으며 ($p<0.05$), C16군은 다시 유의하지 않은 수준에서 영구변형률의 증가를 보였다 ($p>0.05$). 이러한 결과는 Si-H/Vinyl ratio가 C12군과 C14군처럼 각각 3.2와 3.7로 일정수준까지 높아지면 재료의 탄성회복력이 좋아지다가 C16군

처럼 그 이상으로 증가 (ratio=4.2)하면 오히려 가교되지 않은 저점도의 가교제 성분이 가소제 역할을 해서 탄성회복력이 낮아지는 것으로 사료된다 (Figure 1).

3. 시간 경과에 따른 경화도

혼합 후 시간 경과에 따른 토크 값 증가로 경화속도를 평가한 결과, C4군과 C6군의 경우 작업시간은 충분하였으나 8분 이상으로 너무 느린 경화시간을 보여 임상 사용에 적합하지 않은 경화속도를 보였다. C8군과 C10군의 경우는 2~3분의 작업시간과 32 °C 온도에서 약 2분 만에 경화하는 양상을 보여 실험군 중 임상사용에 가장 적합한 경화속도를 보였다. 반면, 가교제 함량이 그 이상으로 증가한 C12군과 C14군은 1분 이내로 작업시간이 짧아졌고 32 °C 온도에서 약 1분의 빠른 경화시간을 보여 가교제 함량 변화가 경화속도에 중요한 영향을 미침을 알 수 있었다.

하지만, 가교제 함량이 가장 많은 C16군의 경우는 작업시간

과 경화시간이 C4군과 C6군에 비해서는 빠르지만 C8군~C14군에 비해서는 오히려 경화속도가 느린 결과를 보였다. 혼합 후 경화된 시간이 동일한 시점에서 토크 값을 비교해보면, 가교제 함량이 가장 낮은 C4군과 C6군의 경우는 다른 실험군들에 비해 낮은 토크 값을 보였고, 가교제 함량을 증가시킴으로써 토크 값이 이들 군보다 증가하였으나 가교제 함량이 실험군 중에서 가장 높은 C16군은 C4군과 C6군을 제외한 다른 군들에 비해 토크 값이 오히려 낮아졌다. 이처럼, 과도한 함량의 가교제 첨가는 가교반응에 참여하지 않은 저점도의 가교제 성분이 잔존하여 기계적 물성이 낮아지고 부가반응에 참여하지 않는 수소이온이 백금촉매의 본래 기능을 방해하여 경화반응이 늦어지게 하는 영향이 있을 수 있다고 생각한다.⁴ 이러한 영향에 대한 자세한 기전에 대해서는 차후 더욱 밝혀져야 하리라 보며, 임상 사용에 적합한 작업시간과 경화속도를 갖기 위해서는 백금촉매, 경화억제제 및 가교제의 함량을 적절히 조절하여 사용해야 할 것으로 사료된다 (Figure 2).

4. 미세 재현성 및 체적 변화율

각 실험군의 미세 재현은 모든 시편에서 20, 50 및 75 μm 의 세 선이 모두 끊김없이 뚜렷하게 이어지는 우수한 미세 재현성을 보여 정밀인상재의 특성을 보였다. 혼합 24시간 후 체적 변화율은 각 실험군 간의 유의한 차이는 보이지 않았으며 ($p>0.05$), 모든 군이 ADA 규격 적합성 허용치인 0.5%에 비해 우수한 0.09%~0.13%의 체적변화를 보여 우수한 체적안정성을 보였다.

IV. 결 론

본 연구는 폴리비닐실록산 고무인상재의 제조 시 실리콘 프리폴리머 내 비닐그룹에 대한 가교제 내 Si-H 그룹의 함량 비 차이가 물성에 미치는 영향을 평가하였다. 가교제의 함량이 6 parts였던 C6군 (SiH/Vinyl ratio = 1.6)의 경우 경화속도가 느린 문제가 있었으나 인장강도 및 기타 물성은 좋았고, 가교제 함량이 12 parts였던 C12군 (SiH/Vinyl ratio=3.2)의 경우도 기계적 성질은 좋았으나 경화가 너무 빠르게 진행되어 조작성 용이하지 않은 단점을 보였다. 그러나 C14군은 가교제 함량이 더 낮은 실험군들에 비해 낮은 인장강도를 보였으며, C16군은 오히려 경화속도의 지연을 초래함을 보여 가교제의 과도한 첨가는 기계적 성질과 조작성에 좋지 않은 영향을 미침을 알 수 있었다.

따라서, 가교제의 함량을 변화하여 SiH/Vinyl ratio를 조절함으로써 기계적 성질을 향상시키더라도 경화속도가 영향을 받기 때문에 임상 사용에 적합한 물성과 조작성을 갖는 인상재를 만들기 위해서는 Pt촉매, 경화억제제 및 가교제의 함량 조절, 그리고 이들의 상호작용 기전에 대한 더욱 심도 있는 연구

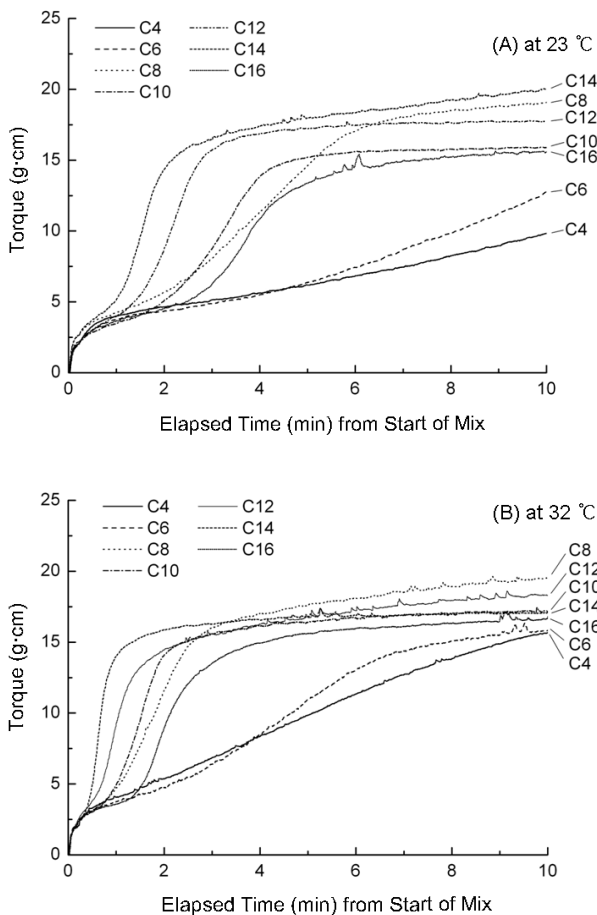


Figure 2. Oscillation torque change of experimental polyvinylsiloxane dental impression materials tested versus elapsed time in the test condition of (A) 23 °C and (B) 32 °C. Sample loading was completed within 30 sec from the start of mixing.

가 계속되어야 하리라 사료된다.

참 고 문 헌

1. A. G. Andreopoulos, G. L. Polyzois, and P. P. Demetriou, "Shrinkage mechanism of elastomeric impression materials", *J. Mater. Sci. Lett.*, **7**, 235 (1988).
2. J. H. Lai, L. L. Wang, C. C. Ko, R. L. DeLong, and J. S. Hodges, "New organosilicon maxillofacial prosthetic materials", *Dent. Mater.*, **18**, 281 (2002).
3. K. J. Anusavice, "Skinner's science of dental materials", 11th ed., p. 205-231, Saunders Press, St. Louis, 2003.
4. R. G. Craig and J. M. Powers, "Restorative dental material", 11th ed., p. 353-365, Mosby Inc. Press, St. Louis, 2002.
5. G. H. Johnson and R. G. Craig, "Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models", *J. Prosthet. Dent.*, **53**, 484 (1985).
6. R. G. Craig, "Evaluation of an automatic mixing system for an addition silicone impression material", *J. Am. Dent. Assoc.*, **110**, 213 (1985).
7. A. M. Lacy, H. Fukui, T. Bellman, and M. D. Jendresen, "Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane", *J. Prosthet. Dent.*, **45**, 329 (1981).
8. G. L. Yeh, J. M. Powers, and R. G. Craig, "Properties of addition-type silicone impression materials", *J. Am. Dent. Assoc.*, **101**, 482 (1980).
9. J. F. McCabe and H. J. Wilson, "Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties", *Brit. Dent. J.*, **145**, 17 (1978).
10. 김영철, "의료용 실리콘 고무의 응용", *Rubber Technol.*, **2**, 81 (2001).
11. W. Finger and M. Ohsawa, "Effect of mixing ratio on properties of elastomeric dental impression materials" *Dent. Mater.*, **2**, 183 (1986).
12. J. G. Stannard and R. G. Craig, "Modifying the setting rate of an addition-type silicone impression material", *J. Dent. Res.*, **58**, 1377 (1979).
13. H. Makoto, K. Naoyuki, K. Michio, I. Kazunori, and H. Hisao, "The effect of filler content on properties of polyaddition-type silicone impression material", *Dent. Mater. J.*, **9**, 326 (1990).
14. J. R. Williams and R. G. Craig, "Physical properties of addition silicones as a function of composition", *J. Oral. Rehabil.*, **15**, 639 (1988).
15. 오영일, 한경아, 정경호, 김경남, 조리라, "실리콘 고무인상재 개발을 위한 기초연구", *Elastomer*, **25**, 19 (2000).
16. 강승경, 정경호, "실리콘 고무인상재의 물성에 미치는 충전제의 영향", *Elastomer*, **41**, 157 (2006).
17. T. Aziz, W. Mark, and J. Robert, "Development of a new poly(dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material", *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **65B**, 252 (2003).
18. T. Aziz, M. Waters, and R. Jagger, "Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials", *J. Dent.*, **31**, 67 (2003).
19. L. A. Kroupa, U.S. Patent 4535141 (1984).
20. P. Hittmair, W. Hechtel, E. Louis, and E. Wohlfarth, U.S. Patent 4035453 (1977).
21. K. J. Wynne and J. M. Lambert, "Encyclopedia of biomaterials and biomedical engineering; Silicones", p. 1348-1362, Marcel Dekker Press, New York, 2004.
22. J. M. Uilk, A. E. Mera, R. B. Fox, and K. J. Wynne, "Hydrosilation-cured poly(dimethylsiloxane) networks: Intrinsic contact angles via dynamic contact angle analysis", *Macromolecules*, **36**, 3689 (2003).
23. Council on Dental Materials and Devices, "Revised American Dental Association specification No. 19 for non-aqueous, elastomeric dental impression materials", *J. Am. Dent. Assoc.*, **94**, 733 (1977).
24. ASTM Committee. Standard test methods for vulcanized rubber and thermoplastic rubbers and thermoplastic elastomers- Tension [D412-98]. New York: American National Standards Institute, 1998.
25. R. G. Craig, N. J. Urquiola, and C. C. Liu, "Comparison of commercial elastomeric impression materials", *Operat. Dent.*, **15**, 94 (1990).